

**Trabajo fin de grado**  
**Grado en Óptica y Optometría**  
**Universidad de Zaragoza**

**LENTES POSITIVAS DE ALTA  
POTENCIA COMO AYUDA PARA  
BAJA VISIÓN EN VISIÓN  
EXCÉNTRICA**

Realizado por:

**María Alonso Calderón**

Bajo la supervisión de:

**Mª Victoria Collados Collados y Juan Antonio Vallés Brau**

Departamento de Física Aplicada. Universidad de Zaragoza



**ÍNDICE:**

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	Pág. 1
<b>2. OBJETIVOS</b>	Pág. 2
<b>3. CRITERIOS Y METODOLOGÍA</b>	Pág. 2
<b>3.1. Refracción en fijación excéntrica</b>	Pág. 2
<b>3.1.1. Modelo de ojo</b>	Pág. 2
<b>3.1.2. Cálculo de la refracción excéntrica</b>	Pág. 3
<b>3.2. Lentes positivas de alta potencia como ayuda para visión cercana</b>	Pág. 4
<b>3.2.1. Diseño de hiperoculares</b>	Pág. 4
<b>3.2.2. Determinación del aumento y el campo de los hiperoculares</b>	Pág. 4
<b>3.3. Estudio del error esferocilíndrico por descentramiento</b>	Pág. 6
<b>4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b>	Pág. 7
<b>4.1. Refracción en fijación excéntrica</b>	Pág. 7
<b>4.2. Lentes positivas de alta potencia como ayuda para visión cercana</b>	Pág. 10
<b>4.3. Estudio del error esferocilíndrico por descentramiento</b>	Pág. 11
<b>5. CONCLUSIONES</b>	Pág. 14
<b>6. BIBLIOGRAFÍA</b>	Pág. 16



## **1. INTRODUCCIÓN.**

Según la Organización Mundial de la Salud una persona con baja visión (BV) o deficiente visual es aquella que, aún después de un tratamiento médico y/o una corrección óptica común, tiene una agudeza visual (AV)  $\leq 0,3$  (AV expresada en escala decimal) en el mejor ojo o un campo visual (CV) inferior a  $20^\circ$  desde el punto de fijación, siendo potencialmente capaz de usar la visión para la planificación y ejecución de tareas. Desde el punto de vista funcional pueden considerarse como personas con baja visión aquellas que poseen un resto visual suficiente como para ver luz, orientarse con ella y emplearla con propósitos funcionales. La definición de baja visión va sujeta a la agudeza visual y al campo visual pero existen muchas más funciones visuales que pueden estar también afectadas: percepción del color, sensibilidad al contraste, fusión, motilidad ocular, fijación... [1].

En España se estima que la cifra de prevalencia de la baja visión es del 1,3% y la de la ceguera del 0,2% (agudeza visual por debajo de 0,05 o campo visual menor de  $10^\circ$  en el mejor ojo) [2]. Las principales causas de baja visión en España son: degeneración macular, glaucoma crónico y retinopatía diabética, siendo la degeneración macular asociada a la edad (DMAE) la más destacada [2].

Entre los objetivos más demandados por los pacientes de baja visión destacan las actividades relacionadas con la visión cercana: lectura, escritura, pintura... Para alcanzar estos objetivos existen varios tipos de ayudas ópticas como los sistemas de alta potencia positiva: microscopios, hiperoculares y lupas; los telemicroscopios, la lunatevisión y las ayudas electrónicas [3].

Además, existen determinadas patologías que producen baja visión debido a que la visión central se ve comprometida. En estos casos la solución es adoptar una nueva zona de fijación de forma que la imagen del objeto que se quiere observar se forma en una zona extrafoveal de la retina, la cual recibe el nombre de pseudofóvea. Hay que tener en cuenta que en esta zona no sólo existirá menos densidad de fotorreceptores, sino que podemos encontrar cambios en la refracción respecto a la refracción en eje, por la nueva dirección de inclinación de los rayos, por lo que cabe esperar que la visión empeore. En aquellos casos en los que el paciente debe recurrir a una FE, este también puede beneficiarse del uso de ayudas ópticas para visión cercana. En el caso de prescribir este tipo de ayudas conviene saber, cómo evolucionan el aumento y el campo con la potencia. Por otro lado, la forma convencional de centrar una lente es haciendo coincidir el eje óptico de la lente y el eje pupilar del paciente. En esta situación la imagen del objeto en eje no sufre aberración cromática transversal ni aberración geométrica, además tampoco existe desviación de la imagen dada por la lente respecto al eje visual (efecto prismático). En pacientes con fijación excéntrica, el eje visual no coincide con el eje pupilar, por tanto el centrado en pupila no tiene porque ser la mejor solución y no resulta sencillo determinar el punto de corte del eje visual del paciente con el plano de la gafa.

En este trabajo estudiaremos la utilización de hiperoculares como ayuda para visión cercana y fijación excéntrica y su comportamiento según el centrado. Este tipo de ayudas suelen utilizarse monocularmente y montadas en gafa y, en ocasiones,

puede combinarse con la potencia compensadora que requiere el paciente en visión lejana.

## 2. OBJETIVOS:

Los objetivos del presente trabajo son los siguientes:

1. Simular ojos con diferentes ametropías esféricas en eje y evaluar las variaciones de su refracción en fijación excéntrica.
2. Diseñar lentes positivas de alta potencia como ayudas para visión cercana y estudiar su comportamiento en condiciones de visión excéntrica. En particular, determinar su aumento y campo.
3. Estudiar el error esferocilíndrico en función del centrado que se elija al montar el hiperocular en gafa.

Este trabajo se plantea como un trabajo de simulación numérica. Somos conscientes que la aplicación en pacientes reales de las conclusiones obtenidas podrán verse matizadas por otros factores que no se tienen en cuenta en este trabajo: las diferencias geométricas del ojo real respecto al ojo modelo utilizado, la influencia de la aberración cromática, la sensibilidad al contraste y por el comportamiento de otras funciones asociadas a la percepción visual.

## 3. MÉTODOS Y CRITERIOS

Todas las simulaciones han sido realizadas con el programa “Optics Software for Layout and Optimization” (OSLO) de Lambda Research Corporation. Este programa realiza el cálculo de sistemas mediante trazado real de rayos y ofrece numerosas herramientas para su análisis.

Se distinguen tres partes principales dentro de la metodología seguida en base a los objetivos fijados anteriormente:

### 3.1. Refracción en fijación excéntrica

#### 3.1.1. Modelo de ojo

Se estudia la evolución de la refracción en función de la excentricidad a partir del modelo de ojo emétrope de Navarro [4]. La principal razón por la que se escoge este modelo es su buen comportamiento fuera de eje, reproduciendo las principales características del comportamiento del ojo humano en visión periférica con una mínima complejidad. Este modelo considera la retina como una superficie esférica y el cristalino como un medio homogéneo. En la tabla 1 se muestran los parámetros geométricos del modelo de ojo utilizado para una longitud de onda de 589,3 nm.

Superficie	Radio (mm)	Espesor (mm)	Índice refracción	Constante Conicidad
Córnea anterior	7,72	0,55	1,367	-0,26
Córnea posterior	6,50	3,05	1,3374	0
Cristalino anterior	10,20	4,0	1,420	-3,1316
Cristalino posterior	-6,00	16,40	1,336	-1,0
Retina	-12,00			

Tabla 1. Modelo teórico de ojo de Navarro para ojo relajado y 589,3nm.

En el estudio nos limitamos a una sola longitud de onda, obviando los efectos de la dispersión cromática de los diferentes medios.

Partiendo del ojo modelo emétrope, se crearon diferentes ametropías en eje. Se eligen dos variables a modificar: la longitud axial, que nos proporcionará ojos miopes o hipermétropes axiales, y el radio de curvatura de la córnea anterior, que nos proporcionará miopes o hipermétropes refractivos.

### 3.1.2. Cálculo de la refracción excéntrica.

Para calcular la refracción resultante en visión lejana y en eje, se parte de los coeficientes de Zernike para un punto objeto alineado con el eje pupilar (eje que une el centro de la pupila con la fóvea). Dichos coeficientes se relacionan con la refracción a través de las siguientes ecuaciones: [5]

$$M = \frac{-(4c_2^0 - 12c_4^0 + 24c_6^0 - 40c_8^0 + 60c_{10}^0 - \dots)}{r^2} \quad (1)$$

$$J_0 = \frac{-(2c_2^2 - 6c_4^2 + 12c_6^2 - 20c_8^2 + 30c_{10}^2 - \dots)}{r^2} \quad (2)$$

$$J_{45} = \frac{-(2c_2^{-2} - 6c_4^{-2} + 12c_6^{-2} - 20c_8^{-2} + 30c_{10}^{-2} - \dots)}{r^2} \quad (3)$$

Donde r es el radio de normalización utilizado en el desarrollo de la aberración de frente de onda en polinomios de Zernike. Para OSLO, el radio de normalización es el radio de la pupila de salida (PS) del ojo, el cual se mantiene constante para todos los ojos simulados, ya que es la imagen de la pupila a través del cristalino, el cual se mantiene igual en todos los casos. Como la aberración de onda y los coeficientes de Zernike están calculados en el plano de la PS, las refracciones estarán también referidas a este mismo plano.

La refracción se expresa en notación esferocilíndrica, que se obtiene a partir de las componentes  $M$ ,  $J_0$  y  $J_{45}$  mediante las siguientes expresiones [6]:

$$C = -2\sqrt{J_0^2 + J_{45}^2} \quad (4)$$

$$S = M - C/2 \quad (5)$$

$$\alpha = \frac{\tan^{-1}(J_0/J_{45})}{2} \quad (6)$$

Con el siguiente convenio para el valor definido de  $\alpha$  (6):

Si  $J_0 < 0$ , entonces  $\alpha = \alpha + 90^\circ$

Si  $J_{45} = 0$ , entonces  $\alpha = 135^\circ$  si  $J_{45} < 0$  ó  $\alpha = 45^\circ$  si  $J_{45} \geq 0$

De igual forma, se calcula la refracción en visión excéntrica para cada una de las ametropías simuladas considerando el objeto fuera del eje pupilar.

### 3.2. Lentes positivas de alta potencia como ayuda para visión cercana

#### 3.2.1 Diseño de hiperoculares

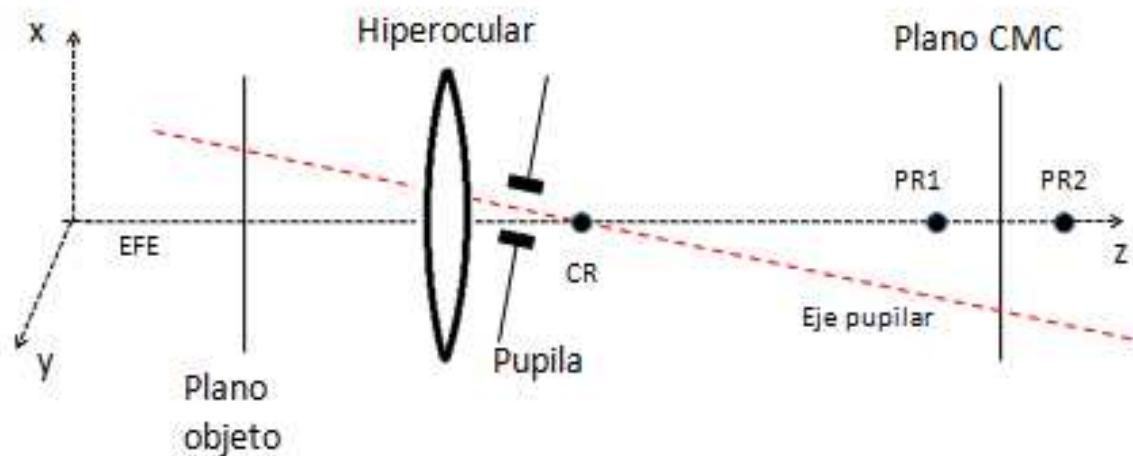
Se pretende simular y estudiar el comportamiento de hiperoculares en visión excéntrica como ayuda para visión cercana, en particular para tareas de lectura. Los hiperoculares son lentes de alta potencia que se montan en gafa y se utilizan en visión monocular. En concreto, y teniendo en cuenta el catálogo de Recoletos [7], estas lentes se fabrican en potencias de vértice posterior de +12,00D, +16,00D, +20,00D y +24,00D, pudiendo añadir a esta potencia la refracción del paciente en VL (en este caso, además, en fijación excéntrica).

A partir de los datos obtenidos en el apartado 3.1, se eligen dos lentes con potencias que puedan compensar dos refracciones en visión lejana y excéntrica, una para un ojo miope y otra para un hipermétrope, que compartan la misma componente cilíndrica. Diseñamos un conjunto de hiperoculares que incorporen la potencia de compensación en visión lejana. Para el diseño se toma como índice de refracción  $n = 1,5$  (CR39). Se diseñan con la primera superficie esférica y la segunda superficie astigmática, y con el espesor suficiente para que puedan ser fabricadas con un diámetro 34mm. La base de la lente se escoge de forma que sea biconvexa. Todos estos parámetros se eligen en base a los hiperoculares mostrados en el catálogo de Recoletos [7].

#### 3.2.2 Determinación del aumento y el campo de los hiperoculares

Una vez diseñados los hiperoculares, estudiamos su comportamiento para visión cercana. En la figura 1 se muestra un esquema de la configuración simulada. Se coloca un diafragma de 4mm de diámetro a una distancia de 15mm del vértice posterior de la lente, simulando la pupila de entrada del ojo, actuando ésta como diafragma de apertura del sistema diseñado. Además, para simular la fijación excéntrica, se gira el diafragma respecto a un punto coincidente con el centro de

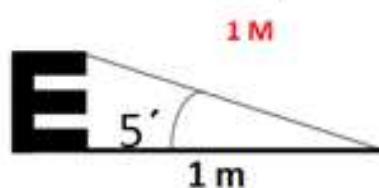
rotación del ojo (CR), considerando éste a una distancia de 12mm desde dicho diafragma [8]. En estas condiciones el eje óptico de la lente coincide con el eje que uniría el objeto con la pseudofóvea, que denominaremos a partir de ahora eje de fijación excéntrica (EFE). Por simplicidad, consideramos que el ojo al que se adaptaría la ayuda no puede acomodar (téngase en cuenta que un elevado porcentaje de pacientes de baja visión es mayor de 65 años), por lo que la imagen que la lente dará de un objeto cercano debe situarse en el punto remoto del ojo. Hallaremos en cada caso la distancia a la que el sujeto debe colocar el objeto (distancia objeto). Al tratarse de visión excéntrica, el ojo presenta astigmatismo, por lo que se puede hablar de dos puntos remotos asociados a la refracción del ojo en los dos meridianos principales (PR1 y PR2).



**Figura 1.** Esquema de una de las configuraciones simuladas para el estudio del comportamiento del hiperocular en visión excéntrica como ayuda en visión cercana (sin escalar).

El programa OSLO nos proporciona una medida del aumento paraxial que se obtiene en cada uno de los meridianos principales de la lente. Dado que el aumento lateral es lineal con la distancia imagen, utilizaremos el promedio de estos dos valores.

Para estimar el campo, fijamos como objetivo en visión próxima leer el periódico. Una letra de periódico corresponde a una AV de 1M, expresada en notación métrica (0,4 en escala decimal). Esta escala es la más habitual para visión cercana. Una agudeza visual de 1M corresponde a una letra que subtiende 5' vista a un metro de distancia de forma que cada trazo de una letra E mide 0.29mm (figura 2).

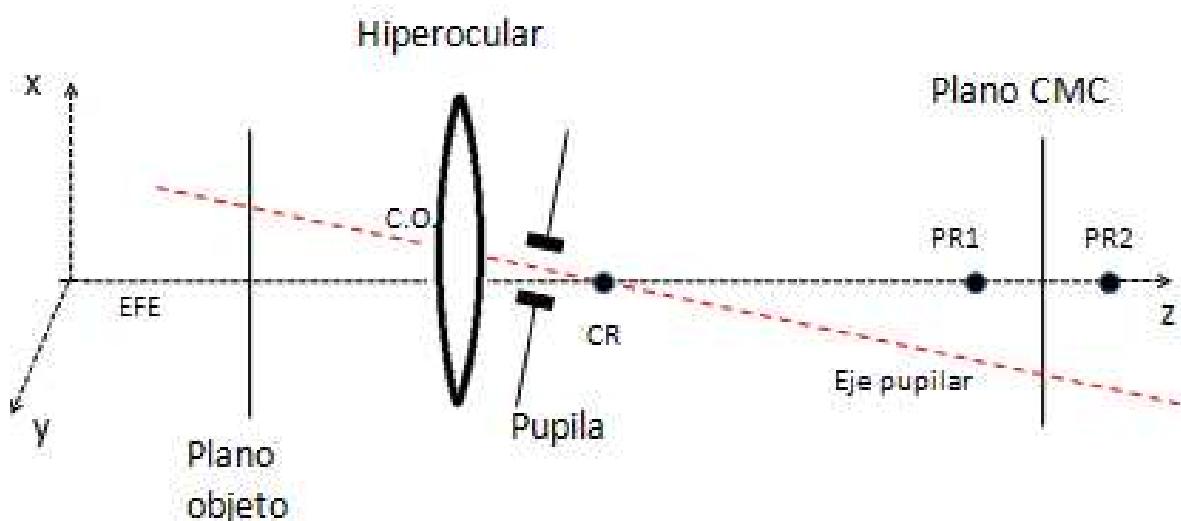


**Figura 2.** Esquema AV de 1M (letra que subtiende 5' a un metro).

Asumimos como criterio para establecer el límite del campo el que el tamaño de la imagen de un punto coincida con el tamaño de un trazo en la imagen. Dado que los hiperoculares diseñados son lentes astigmáticas y no existe plano imagen, optamos por evaluar el campo en el plano donde se encuentra el círculo de mínima confusión (CMC) para un objeto en eje. En ese plano calculamos el tamaño del diagrama de impactos para puntos fuera de eje hasta que alcance el tamaño del trazo de una letra de 1M multiplicado por el aumento paraxial obtenido para el plano del círculo de mínima confusión para cada hiperocular.

### 3.3 Estudio del error esferocilíndrico por descentramiento.

En la figura 2 se muestra un esquema de la configuración simulada en el estudio de errores esferocilíndricos en función del descentramiento. Se analiza cómo varía el comportamiento de los hiperoculares si se descentran respecto a la situación en la que el eje óptico de la lente y el EFE coinciden (figura 3). En la figura 2 se muestra la situación en la que el hiperocular se ha descentrado hasta que su centro óptico se sitúa en la intersección del eje pupilar del paciente con el plano de la gafa.



**Figura 3. Esquema de la configuración simulada una vez descentrado el hiperocular haciendo coincidir su centro óptico con la intersección del eje pupilar del paciente con el plano de la gafa (sin escalar).**

En cada caso se evaluará el error esferocilíndrico que presenta cada lente en varias posiciones de centrado. Para el cálculo del error se halla la vergencia imagen que proporciona la lente en ambos meridianos principales en cada situación de centrado, localizando con OSLO la posición de las focales vertical y horizontal con respecto al vértice posterior de la lente, y se compara con la vergencia imagen de la lente centrada. Junto con el error esferocilíndrico se analizará también la dependencia con la posición de centrado de los coeficientes de Zernike de astigmatismo de segundo orden y coma.

En una situación de descentramiento, dado que el EFE no coincide con el eje óptico de la lente, se produce el llamado efecto prismático, de modo que los rayos que

parten del punto situado en el centro del campo objeto, no se concentran sobre el EFE del ojo al pasar a través de la lente, por lo que el ojo no formará imagen de ese punto en el centro de la pseudofóvea. Para el cálculo del error esferocilíndrico, hemos considerado en cada hiperocular el punto objeto cuya distribución de impactos a través de la lente en el plano del CMC caiga sobre el EFE.

#### 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

##### 4.1. Refracción en fijación excéntrica

Para evaluar la variación de la refracción excéntrica se crearon ojos miopes axiales y miopes refractivos de aproximadamente -1D, -2D, -3D, -4D, -6D, -8D y -10D; y ojos hipermetropes axiales y refractivos de 1D, 2D, 3D, 4D, 6D, 8D y 10D.

En las figuras 4, 5, 6, 7 y 8 se muestran la dependencia de las componentes esférica (S) y cilíndrica (C) de las refracciones con la orientación de la fijación excéntrica para cada una de las ametropías simuladas. El origen de estas componentes es debida a la incidencia oblicua de los rayos en fijación excéntrica. La orientación de la componente cilíndrica es siempre  $90^\circ$ , ya que simulamos la situación de excentricidad en el plano XZ.

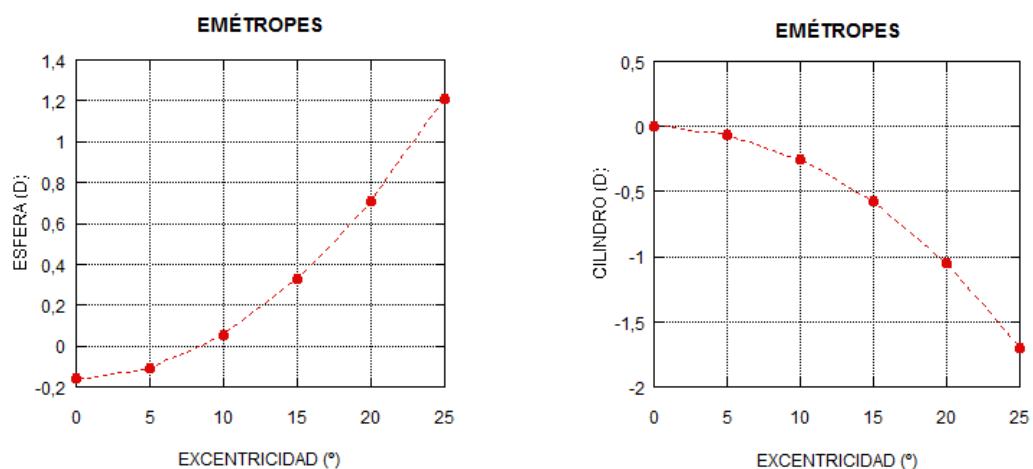


Figura 4. Componente (a) esfera y (b) cilindro de la refracción en fijación excéntrica para un ojo emétrope.

En el grupo de los emétropes podemos ver el aumento del valor de C conforme aumenta la excentricidad, siendo apreciables (mayor de 0,50D) a partir de  $15^\circ$ . Se ve que para excentricidades altas, mayores que  $15^\circ$  empiezan a aparecer también valores de S apreciables, en este caso cada vez más positivos.

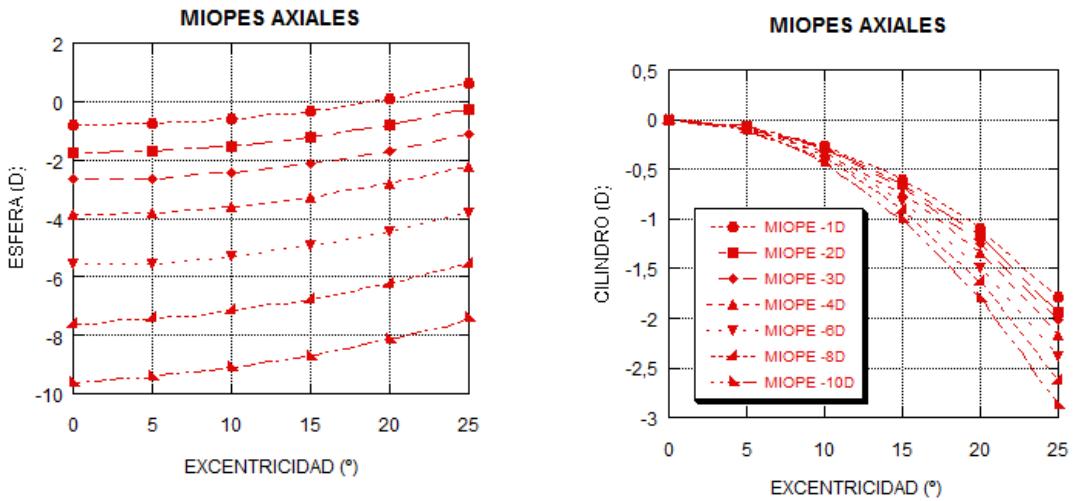


Figura 5. Componente (a) esfera y (b) cilindro de la refracción en fijación excéntrica para ojos miopes axiales.

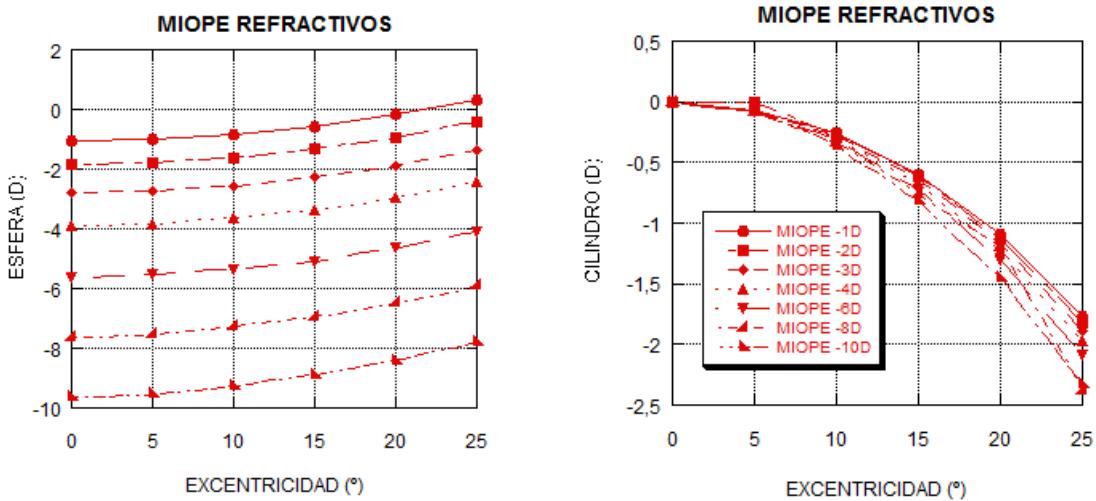


Figura 6. Componente (a) esfera y (b) cilindro de la refracción en fijación excéntrica para ojos miopes refractivos

A la vista de las figuras 5 y 6, en general, las evoluciones tanto de S como de C son similares para un miope axial y un miope refractivo. En todos los casos, S se hace más positiva conforme aumenta la excentricidad, siendo la variación prácticamente independiente de la ametropía en visión central. En el caso de un miope axial, la variación de S hasta 25º de excentricidad es de 1,50D para un miope de -1,00D y de 2,50D para un miope de -10,00D. Estos mismos valores pasan a ser 1,25D y -2,00D para un miope refractivo.

En lo que respecta a C, ésta aumenta en valor absoluto con la excentricidad, presentando una mayor dependencia con la ametropía en visión central. Hasta 15º de excentricidad, esta variación es menor de 0,50D, mientras que, para 25º de excentricidad pasa a ser de 1,00D para miopes axiales y 0,75D para miopes refractivos, alcanzando C un valor cercano a -3,00D para un miope axial de -10,00D.

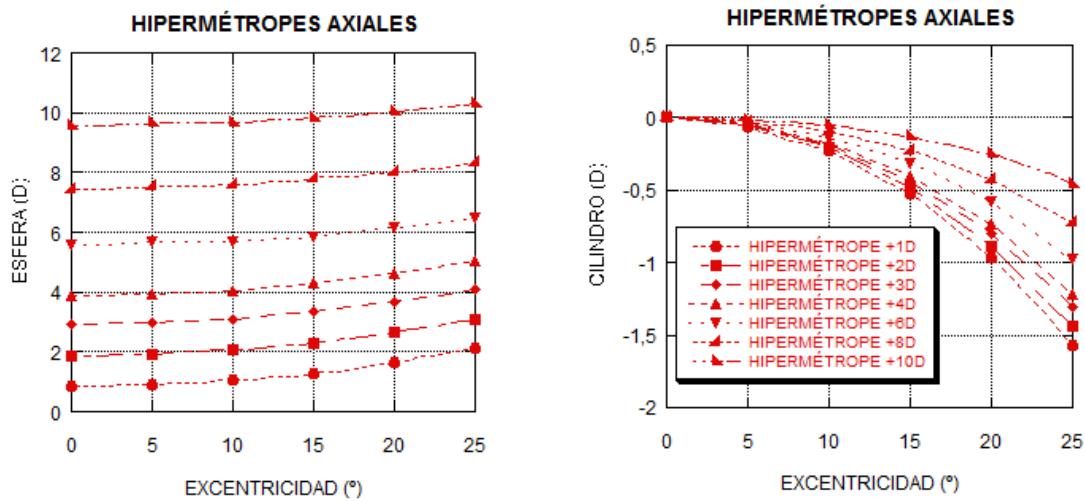


Figura 7. Componente (a) esfera y (b) cilindro de la refracción en fijación excéntrica para ojos hipermétropes axiales

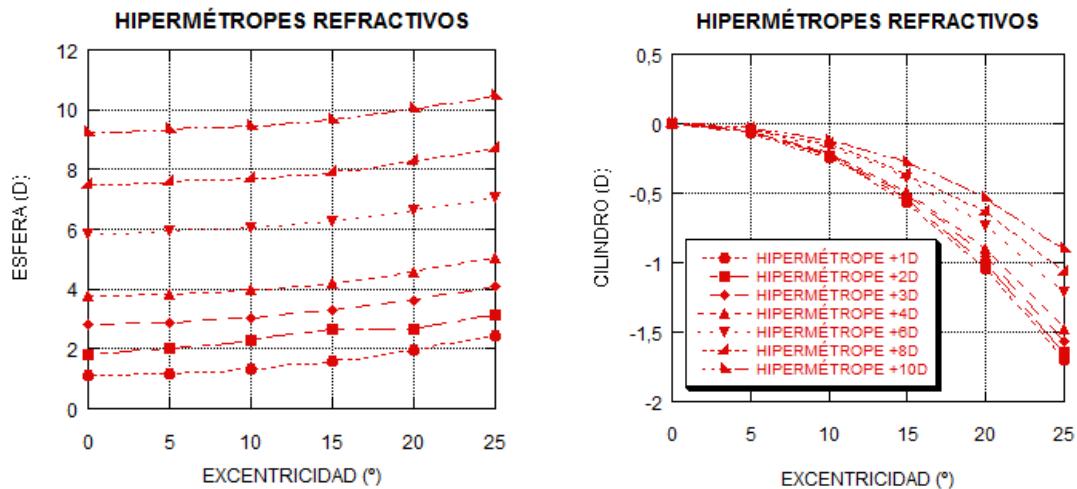


Figura 8. Componente (a) esfera y (b) cilindro de la refracción en fijación excéntrica para ojos hipermétropes refractivos

Al igual que en los ojos miopes, se observan las mismas tendencias en la evolución de C y S con la excentricidad para hipermétropes axiales y refractivos. Los valores de S se hacen más positivos al aumentar la excentricidad, aunque esta variación es menor que para los ojos miopes. La variación máxima de S con la excentricidad no supera las 1,25D (siendo la máxima para +4,00D en visión central, en el caso de hipermétropes axiales y +3,00D en visión central, en el caso de hipermétropes refractivos). Al contrario que en miopes, el valor de C que se alcanza en FE es mayor cuanto menor es la ametropía en visión central. Y, en general, los valores máximos de C son menores que en el caso de los miopes, llegando a un valor máximo de C de -1,75 para un hipermétrope refractivo de +1,00D.

Como todas las superficies del ojo modelo poseen simetría de revolución los resultados calculados son extrapolables a cualquier dirección de fijación excéntrica. En un ojo real, sin embargo, existen diversos factores que provocan una falta de simetría de revolución del sistema. Entre estos factores destacaríamos la presencia de superficies astigmáticas, la falta de alineamiento entre las superficies oculares, la inclinación del cristalino y la falta de simetría de la retina [6].

En la literatura pueden encontrarse diversos estudios sobre la evolución de la refracción en función de la excentricidad para ojos reales. Las tendencias mostradas en nuestros resultados coinciden básicamente con las presentadas por Gustafsson [9].

En cualquier caso, de los resultados obtenidos resulta evidente la importancia de determinar, por métodos objetivos o subjetivos, la refracción en visión excéntrica que presenta cada paciente, ya que ésta puede diferenciarse, en gran medida, de su refracción en dirección primaria de mirada.

#### 4.2. Lentes positivas de alta potencia como ayuda para visión cercana.

Se diseñan en OSLO los hiperoculares de PVP resultado de combinar la potencia necesaria para corregir dos casos de refracción excéntrica en visión lejana con diferentes lentes positivas de alta potencia (LPAP). Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en la sección anterior, se escogen dos casos de ametropía en fijación excéntrica, uno miópico, -3,50D esf -0,75D cil 90° (excentricidad de 15°). Y otro hipermetrópico, y en el que la potencia de vértice posterior (PVP) de la lente compensadora sería +4,50D esf -0,75D cil 90° (excentricidad de 20°) diferentes lentes positivas de alta potencia.

En la tabla 2 se muestran las potencias de los hiperoculares resultantes.

<u>LPAP</u>	<u>Miope</u>	<u>Hipermétrope</u>
<u>(D)</u>	<u>-3,50D esf -0,75D cil 90°</u>	<u>+4,50D esf -0,75D cil 90°</u>
<u>+12</u>	<u>+8,50D esf-0,75 cil 90°</u>	<u>+16,50D esf-0,75D cil 90°</u>
<u>+16</u>	<u>+12,50Desf-0,75Dcil 90°</u>	<u>+20,50D esf-0,75D cil 90°</u>
<u>+20</u>	<u>+16,50D esf-0,75D cil 90°</u>	<u>+24,50D esf-0,75D cil 90°</u>
<u>+24</u>	<u>+20,50D esf-0,75D cil 90°</u>	<u>+28,50D esf-0,75D cil 90°</u>

**Tabla 2. Potencia final de los hiperoculares simulados al combinar lentes positivas de alta potencia (LPAP) con la compensación necesaria para visión lejana.**

En las tablas 3 y 2 se muestran los valores de distancia objeto, campo y aumento obtenido para cada hiperocular.

	+12D	+16D	+20D	+24D
<b>Distancia objeto</b>	8,33cm	6,22cm	4,92cm	4,08cm
<b>Aumento</b>	3,07x	3,99x	4,88x	5,66x
<b>Campo lineal (x)</b>	125,5mm	75,1mm	61,9mm	48,8mm
<b>Campo lineal (y)</b>	106mm	69,6mm	55,6mm	43,6mm

Tabla 3. Aumento y campo para hiperoculares que combinan lentes positivas de diversas potencia (+12D, +16D, +20D, +24D) y la compensación para visión lejana -3,50D -0,75D cil 90º (15º)

	+12D	+16D	+20D	+24D
<b>Distancia objeto</b>	8,20cm	6,30cm	5,00cm	4,21cm
<b>Aumento</b>	3,24x	4,36x	5,51x	6,90x
<b>Campo lineal (x)</b>	58mm	50,1mm	36,8mm	32,3mm
<b>Campo lineal (y)</b>	51mm	45,6mm	33,6mm	31,6mm

Tabla 4. Aumento y campo para hiperoculares que combinan lentes positivas de diversas potencia (+12D, +16D, +20D, +24D) y la compensación para visión lejana +4,50D -0,75D cil 90º (20º)

Como podemos observar, en ambos casos, conforme aumenta la potencia de la ayuda, la distancia a la que el paciente debe colocar el objeto disminuye mientras que el aumento se incrementa. Los aumentos obtenidos son similares a los documentados en los catálogos de hiperoculares [7], salvo por el factor de aumento que supone incluir la compensación en visión lejana. En lo que respecta al campo se observa que a medida que aumenta la potencia de la ayuda el campo lineal disminuye tanto en el eje x como en el eje y, siendo en todos los casos el campo en y menor que el campo en x. Aunque no se refleja en la tabla hemos observado que el campo en x es asimétrico debido a la orientación de la pupila de entrada del ojo.

Comparando ambas tablas, puede deducirse que la principal diferencia entre adaptar estas ayudas a un miope o a un hipermétrope reside en los valores de campo, siendo mayores éstos para el caso de adaptación a un miope. Esta diferencia es especialmente significativa para las ayudas de menor potencia.

En la práctica si se debe prescribir estas ayudas a un ojo hipermétrope lo normal es que para tareas de lectura, el hiperocular no incluya su compensación para visión lejana, salvo que sea sintomática la eliminación del astigmatismo inducido en visión excéntrica.

#### 4.3. Estudio del error esferocilíndrico por descentramiento

Se evalúa el comportamiento de los hiperoculares en diferentes posiciones de centrado, desde la situación en la que el eje óptico de la lente y el EFE coinciden hasta

que su centro óptico se sitúa en la intersección del eje pupilar del paciente con el plano de la gafa.

En las tablas 5 a 8 se muestra el error esferocilíndrico, y los coeficientes de Zernike de astigmatismo de segundo orden y coma. Cada tabla corresponde a un hiperocular de los mostrados en la tabla 2 para el caso miópico. Para el caso hipermetrótico, los mismos parámetros se muestran en las tablas 9 a 12.

Respecto a los valores de los coeficientes de Zernike mostrados en las tablas debe tenerse en cuenta que su unidad es la longitud de onda y que han sido evaluados en pupila de salida de acuerdo con el desarrollo en polinomios de Zernike que utiliza Oslo [10].

A la hora de valorar si el error esferocilíndrico que se produce por descentramiento afectará significativamente la visión del paciente, tendremos en cuenta que se trata de pacientes de baja visión en fijación excéntrica, y por tanto, con una AV reducida respecto a la de un ojo normal en visión central. Esto hace que habitualmente se consideren tolerable errores de esfera y/o de cilindro de hasta +2,00D.

Descentramiento (mm)	Error esf-cil (D)	Coef. Astg. ( $\lambda$ )	Coef.coma( $\lambda$ )
0	-0,03+0,01 cil 90	-1,115228	0,032433
-2,63	-0,01-0,06cil 90°	-1,185578	0,010572
-5,27	0,02-0,04cil 180°	-1,170289	-0,016903
-7,90	-0,05-0,03cil 90°	-1,070475	-0,041548

Tabla 5. Error esferocilíndrico, coeficiente de astigmatismo y coeficiente de coma obtenidos para el hiperocular +12D y compensación en visión lejana de -3,50D esf -0,75D cil 90° (15°)

Descentramiento (mm)	Error esf-cil (D)	Coef. Astg. ( $\lambda$ )	Coef.Coma ( $\lambda$ )
0	0,17-0,33 cil 90°	-0,646197	0,051557
-2,73	0,17-0,22 cil 90°	-0,757192	0,013475
-5,46	0,17-0,25 cil 90°	-0,720323	-0,031678
-8,19	0,10-0,40 cil 90°	-0,522694	-0,074310

Tabla 6. Error esferocilíndrico, coeficiente de astigmatismo y coeficiente de coma obtenidos para el hiperocular +16D y compensación en visión lejana de -3,50D esf -0,75D cil 90° (15°)

Descentramiento (mm)	Error esf-cil (D)	Coef. Astg.(λ)	Coef.Coma (λ)
0	0,02-0,02 cil 90°	-1,082922	0,114289
-2,85	0,25-0,17 cil 90°	-1,339500	0,013212
-5,70	0,07-0,04 cil 180°	-1,194193	-0,086330
-8,55	-0,17-0,11 cil 90°	-0,628705	-0,193747

Tabla 7. Error esferocilíndrico, coeficiente de astigmatismo y coeficiente de coma obtenidos para el hiperocular +20D y compensación en visión lejana de -3,50D esf -0,75D cil 90° (15°)

Descentramiento (mm)	Error esf-cil (D)	Coef. Astg. (λ)	Coef.Coma (λ)
0	-0,02+0,06 cil 90°	-1,186044	0,187967
-2,94	-0,14-0,28 cil 90°	-1,608059	0,013073
-5,89	0,13-0,14 cil 180°	-1,299121	-0,160602
-8,84	-0,32-0,28 cil 90°	-1,186044	-0,187967

Tabla 8. Error esferocilíndrico, coeficiente de astigmatismo y coeficiente de coma obtenidos para el hiperocular +24D y compensación en visión lejana de -3,50D esf -0,75D cil 90° (15°)

Como se aprecia en las tablas, existe un error esferocilíndrico no nulo para la situación de descentramiento 0 mm (figura 1). Este error es debido a la orientación de la pupila de entrada del ojo con respecto a la lente.

En el caso de los miopes, se puede observar que los descentramientos no inducen errores de esfera y cilindro mayores de 0,40D. Esto hace que estos errores puedan despreciarse y el centrado de la ayudas para pacientes miopes no exige una precisión elevada. La evolución del coeficiente de astigmatismo de segundo orden se correlaciona con la componente cilíndrica del error refractivo. El coeficiente de coma presenta una evolución similar en los cuatro casos, manteniéndose su valor menor de 0,20λ, muy por debajo del valor de este coeficiente en el ojo modelo de Navarro para la misma orientación de fijación excéntrica (mayor que λ).

Descentramiento (mm)	Error esf-cil (D)	Coef. Astg. ( $\lambda$ )	Coef.Coma ( $\lambda$ )
<b>0</b>	0,22+0,02cil90	-1,431882	0,090886
<b>-3,85</b>	0,38-0,10cil 180°	-1,617115	-0,022145
<b>-7,71</b>	0,15-0,14 cil 90°	-1,155263	-0,138408
<b>-11,57</b>	-0,20-1,15cil 90°	0,054694	-0,277945

**Tabla 9. Error esferocilíndrico, coeficiente de astigmatismo y coeficiente de coma obtenidos para el hiperocular +12D y compensación en visión lejana de +4,50D esf -0,75D cil 90° (20°)**

Descentramiento (mm)	Error esf-cil (D)	Coef. Astg,( $\lambda$ )	Coef.Coma ( $\lambda$ )
<b>0</b>	0,34-0,22 cil 90°	-1,006503	0,194917
<b>-4,00</b>	0,45-0,03 cil 90°	-1,358451	-0,071860
<b>-8,00</b>	0,17-0,75 cil 90°	-0,096216	-0,362674
<b>-12,01</b>	-0,80-2,57 cil 90°	3,417188	-0,796573

**Tabla 10. Error esferocilíndrico, coeficiente de astigmatismo y coeficiente de coma obtenidos para el hiperocular +16D y compensación en visión lejana de +4,50D esf -0,75D cil 90° (20°)**

Descentramiento (mm)	Error esf-cil (D)	Coef. Astg( $\lambda$ )	Coef.Coma ( $\lambda$ )
<b>0</b>	0,39-0,29 cil 90°	-0,737778	0,295209
<b>-4,12</b>	0,52-0,04 cil 90°	-1,330544	-0,086148
<b>-8,24</b>	-0,07-0,75 cil 90°	0,421750	-0,510175
<b>-12,37</b>	-1,29-6,76 cil 90°	5,861905	-1,271337

**Tabla 11. Error esferocilíndrico, coeficiente de astigmatismo y coeficiente de coma obtenidos para el hiperocular +20D y compensación en visión lejana de +4,50D esf -0,75D cil 90° (20°)**

Descentramiento (mm)	Error esf-cil (D)	Coef. Astg.(λ)	Coef.Coma (λ)
<b>0</b>	1,17-1,21 cil 90º	0,995349	0,436556
<b>-4,36</b>	1,35-0,75 cil 90º	0,137137	-0,152267
<b>-8,73</b>	0,59-2,70 cil 90º	3,336544	-0,877393
<b>-13,10</b>	-1,58-11,83cil 90º	11,724503	-2,806680

**Tabla 12. Error esferocilíndrico, coeficiente de astigmatismo y coeficiente de coma obtenidos para el hiperocular +24D y compensación en visión lejana de +4,50D esf -0,75D cil 90º (20º)**

En el caso de los hipermétropes se llegan a alcanzar valores de error esférico y cilíndrico mayores de +2,00D para los hiperoculares de mayores potencias y para posiciones cercanas a la de alineamiento del centro óptico de la lente con el eje pupilar. El coeficiente de coma presenta valores claramente superiores al caso miópico, comparables ya al valor del ojo modelo de Navarro para la misma orientación de fijación excéntrica. La determinación del error cilíndrico puede verse ligeramente afectada por el aumento de la aberración de coma, haciendo que resulte difícil la identificación de la posición de las focales de Sturm.

A la vista de estos resultados, no será recomendable realizar un centrado en pupila, siendo preferible situar el centro óptico de la lente cerca de la intersección del EFE del ojo con el plano de la gafa.

## 5. CONCLUSIONES

Es conocido que, en el ámbito de la baja visión, los pacientes con patologías que comprometen la visión central, adoptan una nueva zona de fijación extrafoveal para formar imagen de los objetos. Al adaptar ayudas para visión cercana en estos pacientes se debe tener en cuenta el poco resto visual que poseen, al igual que en los demás pacientes de baja visión, pero al mismo tiempo, características propias de adoptar esta nueva fijación como el hecho de que la agudeza visual que puedan obtener quedará limitada por la distribución de fotorreceptores en la retina y por las aberraciones de alto orden. En este trabajo se puede observar que las condiciones al adoptar esta fijación excéntrica cambian notablemente también la refracción del paciente en comparación con la que se encontraría en eje. Existe un aumento apreciable del cilindro que aparece conforme aumentamos la fijación excéntrica, siendo más acusado cuando estas fijaciones son mayores de 15º. Podemos afirmar también que la componente esférica cambia respecto a la refracción en eje. Este

cambio notable en la refracción se deberá tener en cuenta para poder llegar a la corrección acertada del paciente.

Como se menciona anteriormente, a estos pacientes también se les puede adaptar ayudas de baja visión para visión cercana con el objetivo final de conseguir una lectura óptima. En este estudio nos hemos centramos en el comportamiento de hiperoculares. Para corregir a pacientes con fijación excéntrica en visión próxima, valorando campo y aumento obtenidos en dichas ayudas. El aumento obtenido en OSLO de dichos hiperoculares se correlaciona con valores encontrados en los catálogos. Por otra parte el campo obtenido sigue una correlación inversa con el aumento. En particular, los campos podrían llegar a no ser aptos para la lectura continua, en especial para el caso de ayudas en hipermétropes. De modo que en la aplicación clínica deberían ser valorados subjetivamente por cada paciente.

El sistema convencional de centrado (hacer coincidir centro óptico de la lente con eje pupilar del paciente) no es siempre la opción más correcta en este tipo de pacientes, pues como hemos visto en potencias altas (cuando los hiperoculares se combinan con refracción del paciente y superan las +20,00D) el error esferocilíndrico que aparece puede afectar la visión del paciente. Este error es mayor conforme mayor es el aumento total del hiperocular. En la práctica real se debería valorar otro tipo de centrado de forma que este error fuese menor. Al igual que el error podemos ver como la aberración de coma es mayor conforme aumenta la potencia, pudiendo llegar a superar el valor de cómo del ojo modelo.

Finalmente, la aplicación de las conclusiones obtenidas en el presente trabajo a pacientes reales podría verse afectada por una serie de factores que no han sido tenidos en cuenta en la simulación teórica, como son la dispersión cromática, la posibilidad de utilizar superficies asféricas en los diseños de hiperoculares, la inclinación de la lente al ser montada en la gafa o por las características específicas del ojo de cada paciente. Todos estos factores podrían ser tenidos en cuenta en futuros estudios.

## 6. BIBLIOGRAFÍA

- [1]. Apuntes de la asignatura “Baja Visión”. Tema 1 (parte óptica) “El paciente de baja visión. Anamnesis” (Grado en óptica y optometría, Universidad de Zaragoza); profesor: Alonso Martínez, Luis María. Curso 2012-2013.
- [2]. Ignacio Párraga Martínez “Estudio de la deficiencia visual en los mayores de 65 años. Diseño y validación de la escala ADDV (actividades diarias dependientes de la visión)”, Tesis doctoral, Universidad de Castilla-La Mancha (2009).

- [3] Mehr , E. B. ; Freid Allan N, "Cuidado de la baja visión" Madrid : Organización Nacional de Ciegos Españoles, Sección de Acción Social. (1995).
- [4]. "Human eye". *Handbook of Optical Systems: Vol. 4 Survey of Optical Instruments*. Edited by Herbert Gross, Copyright WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim. ISBN: 978-3-527-40380-6 (2008).
- [5]. David A. Atchison and Dion H. Scott, "Harmann-Shack technique and refraction across the horizontal visual field" J. Opt. Soc. Am. A 20, 965-973 (2003).
- [6] Thibos LN, Wheeler W & Horner DG. Power vectors: an application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error. Optom Vis Sci 74, 367–375 (1997).
- [7]. <http://www.bajavision.es/catalogo.html> Catálogo online. Distribuidor Recoletos. (Ayudas de Baja visión).
- [8] Le Grand Y & El Hage SG. Geometry of the Movements of the Eye. Physiological Optics; Springer Verlag: Berlin, 177–188 (1980).
- [9] Gustafsson, "Optics for low vision enabling", tesis doctoral, Lund University (2004)
- [10] [http://www.lambdares.com/education/oslo\\_edu](http://www.lambdares.com/education/oslo_edu)

